

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-191808

(43)公開日 平成8年(1996)7月30日

(51)Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/05

識別記号

B

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数2 O L (全 6 頁)

(21)出願番号 特願平7-3960

(22)出願日 平成7年(1995)1月13日

(71)出願人 000002174

積水化学工業株式会社

大阪府大阪市北区西天満2丁目4番4号

(72)発明者 久保田 康之

京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化学工業株式会社内

(72)発明者 栗脇 真史

京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化学工業株式会社内

(72)発明者 石井 徹哉

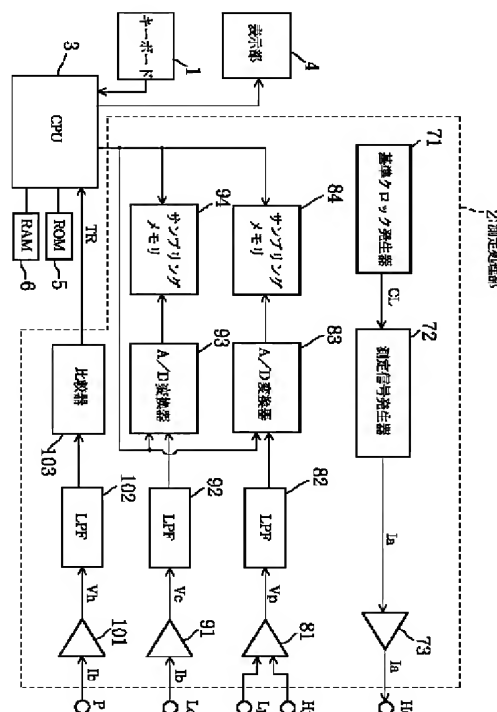
茨城県つくば市和台32 積水化学工業株式会社内

(54)【発明の名称】 生体電気インピーダンス測定装置

(57)【要約】

【目的】 血流量を考慮し、一段と正確な生体電気インピーダンスを測定できるようにする。

【構成】 測定信号発生器72は、クロックCLの周期毎に、1～1MHzの範囲で周波数が変化する測定信号(電流)I_aを生成し、手に取り付けられた電極H_cに送出する。測定信号I_aが人体に供給されると、手や脚に取り付けられた電極H_p、L_p、L_cを通して、差動増幅器81及びI/V変換器91によって検出された電圧V_p、V_cがサンプリングメモリ84、94に格納される。また、比較器103は、脈波センサPによって検出された人体の脈波のピーク値を検出すると、トリガTRをCPU3に供給する。CPU3は、トリガTRが供給されると、測定開始から続けてきたサンプリングを時間T_sだけ行って停止した後、測定停止から所定時間T_aだけ遡った間にサンプリングメモリ84、94に格納された電圧V_p、V_cを読み出して、被験者の電気インピーダンスを算出し、算出結果を表示部4に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の脈波を検出する脈波検出手段と、該脈波検出手段によって検出された脈波に同期して、所定の周波数幅の範囲で周波数が時間の経過と共に変化する測定信号を生成し、生体に送出する測定信号生成手段と、該測定信号生成手段から生体に送出された前記測定信号に基づいて、前記生体の互いに隔たる任意の2つの表面部位間に生じる電位差及び電流を検出する電気諸量検出手段と、該電気諸量検出手段によって検出された電位差及び電流を周波数毎に記憶するための記憶手段と、前記記憶手段に周波数毎に記憶された電位差及び電流に基づいて、前記生体の前記部位間の電気インピーダンス又は電気インピーダンスに基づく物理量を算出する演算手段と、該演算手段によって算出された結果を出力する出力手段とを備えてなることを特徴とする生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項2】 前記脈波検出手段によって検出された脈波に基づいて、前記測定信号の生成を促すためのトリガを発生して前記測定信号生成手段に供給するトリガ発生手段を備えてなることを特徴とする請求項1記載の生体電気インピーダンス測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、電気インピーダンス法に基づいて、被験者の体内水分量の経時変化の推計に有用な生体電気インピーダンス測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】体内水分量は、血行動態や代謝能等と関係しており、この体内水分量を測定できれば、心臓病、腎臓病等の各種の水分分布異常を起こす疾患の把握や、治療、例えば、人工透析時のモニタ、利尿薬投薬の適否等に利用できると考えられている。この体内水分量を測定する方法としては、体表面に装着された複数の電極間に微小電流（例えば、 $300\mu A$ ）を流すと共に、この微小電流の周波数を $3\sim 400kHz$ の周波数範囲でスイープすることにより、身体の電気インピーダンスを測定する生体電気インピーダンス法が知られている（「身体組成の評価法としての生体電気インピーダンス法」, Baumgartner, R.N., etc. 著、「生体電気インピーダンスとその臨床応用」, 医用電子と生体工学, 金井寛著, 20(3) Jun 1982, 「インピーダンス法による体肢の水分分布の推定とその応用」, 医用電子と生体工学, 波江野誠等著, 23(6) 1985, 「インピーダンス法による膀胱内尿量の長時間計測」, 人間工学, 口ノ町康夫等著, 28(3) 1992等参照）。

【0003】人体の生体系では、電気は主として細胞内外の電解質溶液中のイオンによって運ばれる。このことから、上記生体電気インピーダンス法では、図5に示すように、人体の電気インピーダンスは、抵抗 R_0 のみか

らなる細胞外液インピーダンスと、抵抗 R_i と容量 C とからなる細胞内液インピーダンスとの並列合成インピーダンスと考える（容量分は細胞膜等が絶縁膜として働くためである）。人体が同図に示すような等価回路モデルとして表すことができるとすれば、非常に低い周波数では、細胞膜（容量 C ）の電気インピーダンスは、電気を通すには高すぎる。したがって、電気は細胞外液を通してのみ流れ、測定される生体電気インピーダンスは純粋に抵抗 R_0 である。次に、周波数が増加するにつれて、電流は細胞膜を貫通するようになり、測定される生体電気インピーダンスには、抵抗分とリアクタンス分が含まれる。非常に高い周波数では、細胞膜が容量性能力を失うことにより、再び、純粋に合成抵抗 $R_i \cdot R_0 / (R_i + R_0)$ のみが測定される。

【0004】このことから、周波数をスイープすることにより、生体電気インピーダンス、抵抗、リアクタンス等を求めることができ、これらの変化により体内水分量（細胞外液）の変化を推計できる。したがって、上記生体電気インピーダンス法は、各種医療測定に応用できる。例えば、人工透析の治療中においては、透析の行いすぎによって浮腫等の身体異常が発生する可能性があるため、透析の終了時期を正確に知ることが望まれている。そこで、人工透析の過程において体内水分量に変化することに着目し、上述した電気インピーダンス法によって身体が生体電気インピーダンスを測定できれば、透析の終了時期を正確に知ることが可能となる。

【0005】また、例えば、高齢者等の介護においては、自分で尿意や排尿の開始を知らせることが困難になる場合がある。そこで、従来は、おむつを着用したり、膀胱にカテーテルを挿入し、定期的に排尿させていた。しかしながら、おむつの着用は、行動の制約や、かぶれなどを生じるという欠点があった。膀胱内の尿量の増加は、体内水分量の変化であり、ゆえに、上述した電気インピーダンス法によって身体が生体電気インピーダンスを測定すれば、膀胱内の尿量を測定することが可能となる。また、生体電気インピーダンスは、脂肪とも関係しており、脂肪では高抵抗、筋組織体では低抵抗となることが知られている。このため、生体電気インピーダンスを測定することにより、体脂肪量を測定することが可能となる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】ところで、生体電気インピーダンスは、血流量との間に密接な関係がある。すなわち、身体の花流量は、体内水分量の一部であり、心臓の拡張、収縮に応じて変化する。一方、生体電気インピーダンスは、前述したように、身体の花分量に応じて変化する。したがって、心臓の拡張、収縮に応じて変化する花流量を考慮して、生体電気インピーダンスを測定しなければならない。しかしながら、上述した生体電気インピーダンス測定装置では、生体電気インピーダンス

と血流量との間に密接な関係があるにもかかわらず、血流量を考慮して測定していないため（つまり、心拍と非同期に測定を行っているため）、誤差が生じる虞があり、正確な生体電気インピーダンスを測定できないという問題があった。

【0007】この発明は上述した事情に鑑みてなされたもので、一段と正確な生体電気インピーダンスを測定できる生体電気インピーダンス測定装置を提供することを目的としている。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、請求項1記載の生体電気インピーダンス測定装置は、生体の脈波を検出する脈波検出手段と、該脈波検出手段によって検出された脈波に同期して、所定の周波数幅の範囲で周波数が時間の経過と共に変化する測定信号を生成し、生体に送出する測定信号生成手段と、該測定信号生成手段から生体に送出された上記測定信号に基づいて、上記生体の互いに隔たる任意の2つの表面部位間に生じる電位差及び電流を検出する電気諸量検出手段と、該電気諸量検出手段によって検出された電位差及び電流を周波数毎に記憶するための記憶手段と、上記記憶手段に周波数毎に記憶された電位差及び電流に基づいて、上記生体の上記部位間の電気インピーダンス又は電気インピーダンスに基づく物理量を算出する演算手段と、該演算手段によって算出された結果を出力する出力手段とを備えてなることを特徴としている。

【0009】また、請求項2記載の発明は、請求項1記載の生体電気インピーダンス測定装置であって、上記脈波検出手段によって検出された脈波に基づいて、上記測定信号の生成を促すためのトリガを発生して上記測定信号生成手段に供給するトリガ発生手段を備えてなることを特徴としている。

【0010】

【作用】この発明の構成において、脈波検出手段は、生体の脈波を検出する。測定信号生成手段は、脈波検出手段によって検出された脈波に同期して、所定の周波数幅の範囲で周波数が時間と共に変化する測定信号を生成し、生成した測定信号を生体に送出する。電気諸量検出手段は、脈波に同期した上記測定信号に基づいて、生体の互いに隔たる任意の2つの表面部位間の電位差及び上記2つの部位間を流れる電流を検出する。検出された電位差及び電流は、一旦、記憶手段に周波数毎に記憶される。演算手段は、上記記憶手段に脈波に同期し、かつ、周波数毎に記憶された電位差及び電流に基づいて、生体の上記部位間の電気インピーダンス又は電気インピーダンスに基づく物理量を算出する。算出された結果は、表示装置やプリンタに出力される。

【0011】この発明の構成によれば、脈波に同期して検出された電気諸量に基づいて、生体電気インピーダンスが算出されるので、体内水分量や体脂肪量等の測定に

おいて、血流量による影響を取り除くことができる。したがって、被験者の体内水分量や体脂肪量を一段と正確に推計でき、浮腫等の有効な測定手段として期待できる。また、血流量と生体電気インピーダンスとの関係を明確にすることもできる。

【0012】

【実施例】次に図面を参照してこの発明の実施例について説明する。

A. 実施例の構成

図1は、この発明による一実施例である人体電気インピーダンス測定装置の電氣的構成を示すブロック図である。同測定装置100は、人体における体内水分量の経時変化を測定するための装置であり、キーボード1と、人体に測定信号を送出し、これにより人体から得られる電圧電流情報をデジタル処理するための測定処理部2と、装置各部を制御すると共に、測定処理部2の処理結果に基づいて人体の電気インピーダンスを連続的に算出するためのCPU（中央演算処理装置）3と、このCPU3によって算出された人体の電気インピーダンスを表示するための表示部4と、CPU3の処理プログラムを記憶するROM5と、CPU3の作業領域が設定されるRAM6とから概略構成されている。

【0013】上記キーボード1は、操作者が全測定時間Tや、後述する時間Ts、Te、Ta等を測定目的に応じて設定／設定変更するための入力装置であり、キーボード1から供給される各キーの操作データは、図示せぬキーコード発生回路でキーコードに変換されてCPU3に供給される。

【0014】また、上記測定処理部2は、基準クロック発生器71、測定信号発生器72、出力バッファ73及び身体の所定の部位に取り付けられる電極Hcからなる出力処理回路と、同じく身体の所定の部位に取り付けられる電極Hp、Lp、Lc、差動増幅器81、I/V変換器91、LPF82、92、102、A/D変換器83、93、サンプリングメモリ（リングバッファ）84、94、増幅器101、及び比較器103からなる入力処理回路とから構成されている。測定処理部2において、基準クロック発生器71は、全測定時間Tの間、周期t（例えば800ns）のクロックCLを発生し、測定信号発生器72へ供給する。測定信号発生器72は、上記クロックCL毎に周波数をスイープさせ、1～1MHzの範囲で変化する測定信号（電流）Iaを全測定時間Tの間、繰り返し生成し、出力バッファ73を介して、電極Hc（図4参照）に送出する。上記測定信号Iaの周波数掃引時間は、後述する脈波の変化に比べて十分短く、この例では、10ms毎にクロックが発生するようになっている。なお、電極Hcは、被験者の手に吸着方式により取り付けられる。それゆえ、測定信号（電流）Iaは、被験者の手の部分から人体に入る。

【0015】次に、上記差動増幅器81は、2つの電極

H_p, L_p間の電圧(電位差)を検出する。この例では、電極H_pは被験者の手に吸着方式により取り付けられ、電極L_pは、脚部に吸着方式により取り付けられる(同図参照)。したがって、差動増幅器81は、上記測定信号I_aが人体に供給されると、被験者の手足間の電圧V_pを検出し、ローパスフィルタ82へ供給することになる。この電圧V_pは、電極H_pと電極L_pとの間における人体の電気インピーダンスによる電圧降下である。ローパスフィルタ82は、上記電圧V_pからノイズを除去し、A/D変換器83へ供給する。A/D変換器83は、CPU3からデジタル変換信号S_dが供給される度に、上記ノイズが除去された電圧V_pをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ84へ供給する。サンプリングメモリ(リングバッファ)84には、上記デジタル化された電圧V_pが脈波の1周期よりも長い時間、クロックCLで規定される周期t_毎、測定信号I_aの周波数毎に記憶される。

【0016】次に、I/V変換器91は、2つの電極H_c, L_c間に流れる電流を検出して電圧に変換する。この例では、電極H_cは被験者の手に吸着方式により取り付けられ、電極L_cは、脚部に吸着方式により取り付けられる(同図参照)。したがって、I/V変換器91は、測定信号I_aが人体に供給されると、被験者の手足間を流れる電流I_bを検出し、電圧V_cに変換した後、ローパスフィルタ92へ供給する。ローパスフィルタ92は、電圧V_cからノイズを除去し、A/D変換器93へ供給する。A/D変換器93は、CPU3からデジタル変換信号S_dが供給される度に、上記ノイズが除去された電圧V_cをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ94へ供給する。サンプリングメモリ(リングバッファ)94には、デジタル化された電圧V_cが脈波の1周期よりも長い時間、クロックCLで規定される周期t_毎、測定信号I_aの周波数毎に記憶される。

【0017】次に、増幅器101は、脈波センサPによって検出される脈波の変化に応じた電圧V_hを所定のレベルに増幅してローパスフィルタ102へ供給する。この例の脈波センサPは、光を指に照射したときの反射量(または透過量)の変化によって脈を検出する光学式のもので、図4に示すように、被験者の指に取り付けられて使用される。脈波センサPは、被験者の脈波の変化、言い換えると、血流量の変化を検出する。ローパスフィルタ102は、電圧V_hからノイズを除去し、比較器103へ供給する。比較器103は、ノイズが除去された電圧V_hと所定のしきい値とを比較することにより、電圧V_hのピーク値、すなわち、被験者の脈波のピーク値を検出し、検出信号をトリガ(同期信号)TRとしてCPU3へ供給する(脈波のピーク値でトリガをかけるのは、誤検出を防止するためである)。

【0018】次に、CPU3は、ROM5に記憶された処理プログラムに従って、上述した測定処理部2による

測定を開始し、測定開始から所定時間T_s(例えば200ms)経過後から比較器103が出力するトリガTRを受け付け、トリガTRが供給されると、指定時間(時間T_s;例えば800ms)、指定回数だけサンプリングした後、測定を停止する制御を行うほか、測定停止から所定時間T_a(例えば600~1000ms)遡った間にサンプリングメモリ84, 94に格納された電圧V_p, V_cを逐次読み出して、被験者の電気インピーダンスZ(=V_p/V_c)を算出する。このように、トリガTRが供給された時点で測定を開始せず、測定開始から所定時間T_s経過後にトリガTRを受け付けるようにするのは、脈波が立ち上がるフェーズでの測定をも可能とするためである。上記所定時間T_aは、脈波の全フェーズが測定できるように、脈波の少なくとも1周期よりも長めに設定される。したがって、被験者の電気インピーダンスZは、常に脈波の全フェーズでサンプリングされた電圧V_p, V_cに基づいて算出される。そして、例えば、脈波の所定のフェーズに同期してサンプリングされた電圧V_p, V_cに基づいて算出された電気インピーダンスZが、表示コントローラと表示器(例えばLCD)とからなる表示部4において表示される。

【0019】B. 実施例の動作

次に、上述した構成の動作について説明する。図2は、人体電気インピーダンス測定装置の動作を説明するためのフローチャートであり、図3は、同動作を説明するためのタイミングチャートである。まず、測定開始に先だって、図4に示すように、電極H_c, H_pを被験者の手に、電極L_p, L_cを被験者の脚部にそれぞれ取り付ける(このとき、電極H_c, L_cを、電極H_p, L_pよりも人体の中心から遠い方に設置する)。また、脈波センサPを被験者の指に取り付ける。次いで、キーボード1に設けられた測定開始スイッチをオンとする。これにより電源が投入され、CPU3は、まず、所定の初期設定を行った後、ステップS1において、基準クロック発生器71のクロックCLに従って測定信号発生器72によって生成される測定信号I_aを電極H_cから身体へ送出させて測定を開始する。測定信号I_aが人体に供給されると、差動増幅器81において、電極H_p, L_pが取り付けられた手足間で生じた電圧V_pが検出され、ローパスフィルタ82を経てA/D変換器83へ供給される。一方、I/V変換器91では、電極H_c, L_cが取り付けられた手足間を流れる電流I_bが検出され、電圧V_cに変換された後、ローパスフィルタ92を経てA/D変換器93へ供給される。このとき、CPU3からは、サンプリング周期毎にA/D変換器83, 93に対してデジタル変換信号S_dが供給される。また、増幅器101では、脈波センサPによって脈波の変化に応じた電圧V_hが検出され、ローパスフィルタ102を経て比較器103へ供給される。

【0020】A/D変換器83では、デジタル変換信号

Sdの供給を受ける度に、電圧Vpをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ84へ供給する。サンプリングメモリ84は、デジタル化された電圧Vpを順次記憶する。一方、A/D変換器93では、デジタル変換信号Sdの供給を受ける度に、電圧Vcをデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ94に供給する。サンプリングメモリ94は、デジタル化された電圧Vcを順次記憶する。CPU3は、ステップS2へ進み、測定開始から時間Ts(図3)が経過したか否かを判断する。この判断において、時間Tsが経過していないと判断された場合には、ステップS1へ戻って、上述した処理を繰り返す。

【0021】そして、測定開始から時間Tsが経過したと判断された場合には、ステップS3へ進んで、比較器103からトリガTRが供給されたか否かを判断する。すなわち、時間Tsが経過した以降、トリガTRを受け付けるようになる。この判断において、トリガTRが供給されていない場合には、ステップS1へ戻って、トリガTRが供給されるまで、上述した処理を繰り返す。一方、被験者の脈波のピークが検出されると、比較器103は、トリガTR(同図)をCPU3に供給する。そして、トリガTRがCPU3に供給されると、ステップS3からステップS4へ進み、トリガTRが供給されてから時間Teが経過したか否かを判断する。この判断において、時間Teが経過していないと判断された場合には、ステップS1へ戻って、時間Teが経過するまで、上述した処理を繰り返す。そして、トリガTRが供給されてから時間Teが経過したと判断されると、ステップS5へ進む。ステップS5では、測定停止から遡って時間Ta(同図)の間に、かつ指定回数だけ、測定信号Iaの周波数毎に検出された電圧Vp、Vcに基づいて、被験者の電気インピーダンスを所定のアルゴリズムに従って計算し、得られた電気インピーダンスをRAM6に記憶すると共に、表示部4に表示させる。そして、当該処理を終了する。

【0022】このように、上記構成によれば、脈波に同期してサンプリングされた電圧Vp、Vcに基づいて、電気インピーダンスZが算出されるので、体内水分量の測定において、血流量による影響を取り除くことができる。したがって、被験者の体内水分量を一段と正確に推計でき、浮腫等の有効な測定手段として期待できる。また、脈波の全フェーズでサンプリングされた電圧Vp、Vcに基づいて生体電気インピーダンスZが算出されるので、血流量と生体電気インピーダンスとの関係を明確にすることもできる。

【0023】以上、この発明の実施例を図面により詳述

してきたが、具体的な構成はこの実施例に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計の変更等があってもこの発明に含まれる。例えば、算出された人体の電気インピーダンスをプリンタに出力するようにしても良い。また、上述の実施例では、被験者の脈波のピーク値でトリガをかける場合について述べたが、これに限定されない。また、算出される電気インピーダンスは人体の合成電気インピーダンスに限らず、例えば、人体の細胞外液抵抗、細胞内液抵抗及びこれらの時間的な変化量並びにこれらの一部であっても良く、このようにすれば、透析の状態測定への適用が期待できる。また、電極の取付箇所は、手や脚に限定されない。

【0024】

【発明の効果】以上、説明したように、この発明の構成によれば、脈波に同期して検出された電気諸量に基づいて、生体電気インピーダンスが算出されるので、体内水分量や体脂肪量等の測定において、血流量による影響を取り除くことができる。したがって、被験者の体内水分量や体脂肪量を一段と正確に推計でき、浮腫等の有効な測定手段として期待できる。また、血流量と生体電気インピーダンスとの関係を明確にすることもできる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例である生体電気インピーダンス測定装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図2】同測定装置の動作を説明するためのフローチャートである。

【図3】同測定装置の動作を説明するためのタイミングチャートである。

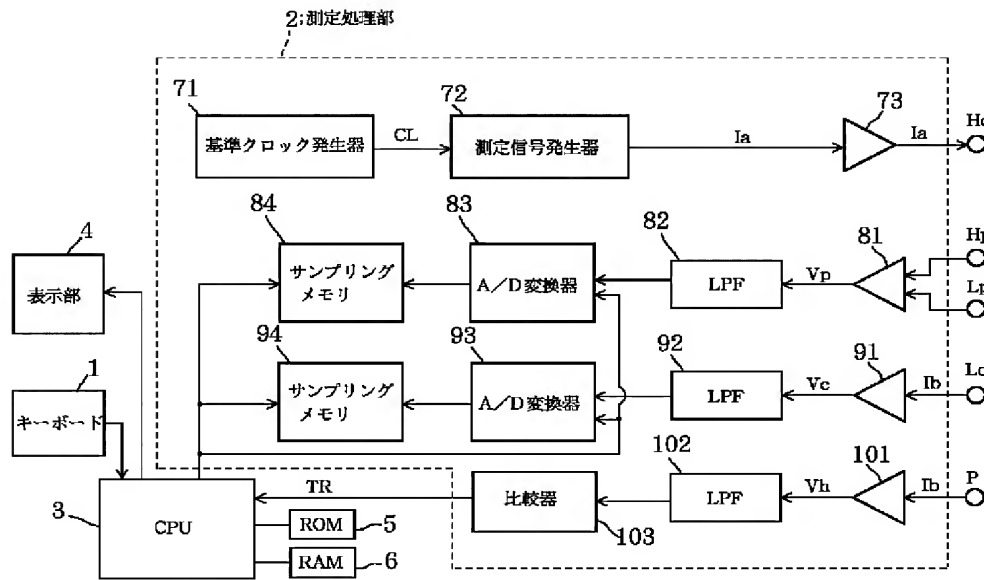
【図4】同測定装置の各種電極の取付状態を示す図である。

【図5】生体電気インピーダンスの等価回路モデルを示す図である。

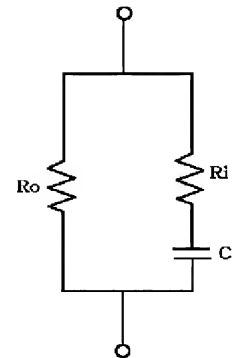
【符号の説明】

- 2 測定処理部
- 3 CPU(演算手段)
- 71 基準クロック発生器
- 72 測定信号発生器(測定信号生成手段)
- 73 出力バッファ
- 81 差動増幅器(電気諸量検出手段)
- 82, 92, 102 ローパスフィルタ
- 83, 93 A/D変換器(電気諸量検出手段)
- 84, 94 サンプリングメモリ
- 91 I/V変換器(電気諸量検出手段)
- 101 増幅器(脈波検出手段)
- 103 比較器(脈波検出手段)
- P 脈波センサ(脈波検出手段)

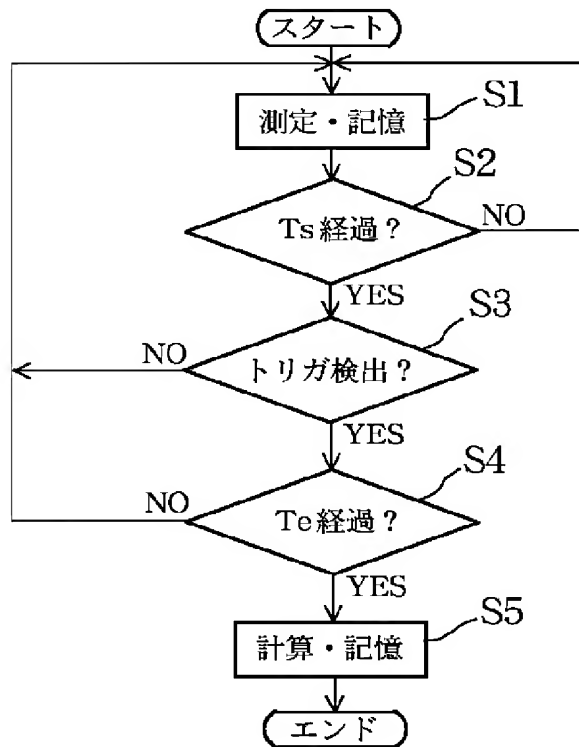
【図1】



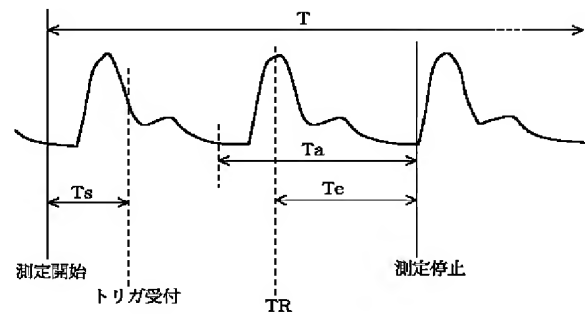
【図5】



【図2】



【図3】



【図4】

